体操自由操落地双侧下肢生物力学对称性研究

肖晓飞[1]，李旭鸿[2]，郝卫亚[3]

（1.滨州医学院康复医学院，264003 烟台；2.杭州师范大学体育学院，311121 杭州；
3.国家体育总局体育科学研究所，100061 北京）

摘　要：创建19环节三维多刚体模型调查体操自由操落地双侧下肢生物力学对称性。采用运动学（三维运动捕捉、高速摄像）和动力学（三维测力平台）方法采集40 cm和80 cm高度自由落地动作，获得下肢关节角度和地面反作用力，用于验证所创建的三维多刚体模型。然后使用高速摄像系统采集体操团身后空翻一周（后团）落地动作，数字化解析获得运动学数据，驱动三维多刚体模型完成计算机仿真，计算双侧下肢动力学参数。对比实验测量，模型仿真获得的地面反作用力峰值最大差值为3.8%，运动学和动力学复相关系数为0.92～0.97。尽管体操运动员采用双脚同时落地方式，下肢关节运动学角度呈现相似性，但两侧下肢动力学参数，如水平地面反作用力、下肢关节力矩、关节肌肉做功等呈现明显的不对称性。所创建的19环节三维多刚体模型可用于调查确定体操自由操落地下肢生物力学特征；体操运动员下肢动力学特征呈现非对称性；双侧不对称的动力学参数可能是体操落地下肢高损伤率的重要因素。

关键词：模型仿真；双边分析；不对称负荷；体操自由操落地

中图分类号：G804.6；R873.1　　**文献标志码**：A

A phantom study on the biomechanical symmetry of lower limbs during floor landings in gymnastics

XIAO Xiaofei[1], LI Xuhong[2], HAO Weiya[3]

（1. School of Rehabilitation Medicine, Binzhou Medical University, 264003 Yantai, China;
2. School of Physical Education, Hangzhou Normal University, 311121 Hangzhou, China;
3. China Institute of Sport Science, 100061 Beijing, China）

Abstract: To develop a three-dimensional multi-body model with 19 segments to simulate and investigate the biomechanical symmetry of lower limbs and injury risk during gymnastic floor landings. In the first step, kinematic and kinetic data (the angle of lower joints and ground reaction force) measured by motion analysis and force plate of a drop landing with 40 and 80 cm height for a non-gymnast were recorded and used for validating and evaluating the developed three-dimensional multi-body model. Then kinematic data of a gymnastic floor landing of back tuck somersault captured by video were used to drive the developed model in the multi-body simulation to simulate the gymnastic floor landing. The kinetic data were calculat-

收稿日期：2022-02-10　　**修回日期**：2022-03-10
基金项目：国家自然科学基金项目（No. 11672080）
通信作者：肖晓飞，副教授。E-mail：xxf1013@126.com
引用格式：肖晓飞，李旭鸿，郝卫亚，等. 体操自由操落地双侧下肢生物力学对称性研究[J]. 应用力学学报，2022，39(2)：247-254.
XIAO Xiaofei, LI Xuhong, HAO Weiya. A phantom study on the biomechanical symmetry of lower limbs during floor landings in gymnastics [J]. Chinese journal of applied mechanics, 2022, 39(2): 247-254.

ed at last. Compared with the real kinematic and kinetic data measured by instrumentation, a maximum deviation was 3.8% for the peaks of ground reaction force and the coefficient of multiple correlation of kinematics and kinetics was between 0.92 and 0.97, which indicated the validity of the proposed model. Although a gymnast tried his best to land on both feet at the same time, the joint angles of two lower limbs was closer to each, and obvious asymmetric kinetics, such as the horizontal ground reaction forces, power, work and joint moments both in sagittal and frontal planes of two lower limbs were showed along with the bilateral analyses afforded. These findings suggest that the developed 3D model is suitable for addressing an injury context during gymnastic floor landing. There is obvious asymmetry in kinetics of a gymnast's lower limbs. The imbalanced loading of both lower limbs may be a key injury risk factor of gymnasts.

Key words: model simulation; bilateral analyses; asymmetry of loadings; gymnastic floor landing

为在体操比赛中赢得高分,优秀体操运动员通常采取增加空中动作难度方法,但这也增加了落地站稳的难度。日常高强度训练且频繁落地产生的冲击力给下肢关节、肌肉骨骼系统带来较大挑战,损伤不可避免,下肢是自由体操项目的主要损伤部位,尤其是踝关节[1-2]。落地过程中产生的地面反作用力(ground reaction force,GRF)、关节动力学、落地表面材料的力学特性等,已被用来解释和预防下肢损伤[3]。

实验室环境使用三维测力平台直接测量落地的GRF[4-5]。体育竞技比赛环境,GRF往往无法直接测量[6]。由于自由体操项目特殊性,很难在体操落地垫下方埋入三维测力平台测量GRF,也就很难获得落地过程中的身体内部负荷(关节力、力矩、骨骼肌肉力等)。在体研究方法显示可以获得膝关节内部负荷[7-8],却不适用于优秀运动员。模型仿真是生物力学研究的重要手段,可计算落地过程中的产生的GRF[9-11],常采用实验测量的运动学参数如关节角度-时间曲线相似性[12],GRF峰值、到达峰值时间[13-14]等来评价模型有效性。此外,穿戴(如marker)会影响人体运动效果,尤其是优秀运动员的高难度动作,采用无干扰的方式捕捉优秀体操运动员的高质量动作是较好的解决方案。多数仿真模型采用简化二维模型,重现体操动作[15],在计算人体运动下肢负荷时假设两侧肢体负荷相同或相近[13],遗憾的是关于体操运动员自由操落地动力学参数报道不多[3,16-19]。简化的模型重现人体运动精度上误差较大,部分三维模型通常会把人体简化为单侧,假设两侧运动表现和冲击负荷完全一致,对比单侧,双脚起跳和落地更有利于保持下肢两侧平衡,降低损伤风险。事实上,落地时对称的运动也会产生不对称的负荷,肢体的不对称性表现会导致运动员下肢损伤[20]。因此,双边分析需要受到更多关注,两侧下肢不对称的负荷可能是体操自由操落地损伤的重要因素。

本研究通过建立19环节三维多刚体模型来计算体操自由操落地运动员下肢动力学参数,评估两侧下肢负荷对称性,以期为降低体操落地损伤提供参考。假设:1)19环节三维多刚体模型可重现体操自由操落地动作;2)不带转体的后空翻动作,双脚同时落地,产生的动力学是不对称的。

1 研究对象和方法

1.1 人体运动测量

一名大学生(男,24岁,身高170 cm,体质量70 kg)和一名优秀体操运动员(男,17岁,身高171 cm,体质量55 kg),近两年均无下肢关节肌肉损伤史,自愿参与本试验。完成人体个性化惯性参数(环节维度、肢体长度、坐高等)测量后,大学生分别完成40 cm和80 cm高度无初速度的自由落地动作,使用高速摄像(Video,2台高速摄像机,300 Hz,CASIO EX-F1,日本;三维PEAK标定框架)、运动捕捉系统(Motion,8台红外摄像机,200 Hz,Motion Analysis Corporation,美国)和三维测力平台(1 000 Hz,9287B,Kistler,瑞士)完成运动学和GRF测量;体操运动员完成团身后空翻一周(后团)落地,使用Video采集运动学参数。为模拟体操落地环境,测力台上固定一块符合国际体操联合会标准的体操训练用落地垫(60 cm×45 cm×20 cm,Gymnova,英国)。使用三维运动分析系统(SIMI,德国)进行Video数字化解析,截断频率8 Hz。

1.2 模型仿真

使用ADAMS的人体运动插件BRG. LifeMOD™

(LifeModeler, Inc., San Clemente, 美国)建立人体多刚体模型,计算落地 GRF[14,21] 和人体肌肉骨骼内部负荷[3,16-19]。

首先,使用 BRG. LifeMOD™ 建立 19 环节 52 自由度人体多刚体模型,匹配测量的个性化人体惯性参数,同时建立对应的体操自由操落地垫简化模型(刚度 62 375 N/mm,阻尼 415 N/mm)。然后使用 Python 自编代码,将测量的运动学参数输入模型中,驱动人体模型分别完成自由落地和自由操落地动作,完成逆向动力学仿真,人体模型与落地垫模型产生接触,生成足与垫之间的作用力[3]、关节力和力矩。为优化模型,执行正向动力学仿真,计算出优化后的作用力(GRF)、关节力和力矩,下肢关节角度等。人体模型和落地垫模型使用关节角度-时间的均方根(式(1))进行优化,落地垫力学参数使用式(2)进行优化[3],以获得最佳重现效果。

$$\Delta\delta = \sqrt{\frac{(x_1 - y_1)^2 + (x_2 - y_2)^2 + \cdots + (x_n - y_n)^2}{n}} \quad (1)$$

$$s = \frac{1}{m}[\Delta \mathrm{HGRF}(\%) + \Delta \mathrm{VGRF}(\%) + \Delta \mathrm{JA}(\%)] \quad (2)$$

式中:x_i 是实验测量的运动学和 GRF 数据;y_i 是模型仿真计算的数据;m、n 是数据个数;ΔHGRF 和 ΔVGRF 是水平和垂直 GRF 峰值;ΔJA 是下肢髋、膝、踝关节角度;$\Delta\delta$ 为均方根,取最小值时模型为最优。

1.3 模型有效性验证

测量运动学(下肢关节角度-时间)、动力学(GRF)参数联合用来验证仿真模型有效性。采用复相关系数(coefficient of multiple correlation, CMC)评价测量和仿真曲线的相似度(公式 3)。

$$\mathrm{CMC} = \sqrt{1 - \frac{\sum_{i=1}^{m}\sum_{j=1}^{n}(Y_{ij} \bar{Y}_j)^2/n(m-1)}{\sum_{i=1}^{m}\sum_{j=1}^{n}(Y_{ij} - \bar{Y})^2/(nm-1)}} \quad (3)$$

式中:m 是曲线条数,n 是数据个数;Y_{ij}是第 i 条曲线的第 j 点;$\bar{Y}_j$是第 j 点的平均值;$\bar{Y}$ 是所有曲线的平均值。CMC 超过 0.75,说明曲线具有高度相似性。

由于 Motion 运动捕捉需要将 marker 附着在人体皮肤表面,会对运动产生干扰,特对比 Video 和 Motion 对模型精度的影响。自由落地动作完成两种方式的仿真,后团落地完成基于 Video 的仿真,用于负荷分析。从足尖触垫到落地缓冲,截取 180 ms 区间分析后空翻落地运动学表现及下肢负荷。计算获得 GRF、负荷率(GRF 峰值/到达峰值时间)、关节力矩、功等动力学参数,用于分析体操运动员下肢负荷对称性。

2 结 果

实验测量与模型仿真的运动学参数的 CMC 最大误差出现在 40 cm 自由落地(表 1)。

表 1 实验测量与模型仿真的运动学误差

Tab. 1 The CMC of kinematics between measure and simulations

仿真	误差/%
40 cm 自由落地	6.91
80 cm 自由落地	6.90
后团落地	6.63

实验测量与模型仿真的自由落地的 GRF 结果如图 1 和图 2 所示。

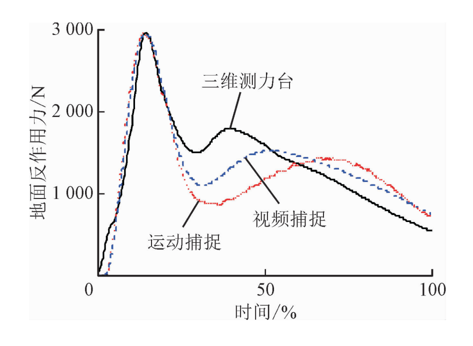


图 1 40 cm 高度自由落地的 GRF-时间曲线

Fig. 1 Comparison of the GRF-time curves of the drop landing from a height of 40 cm

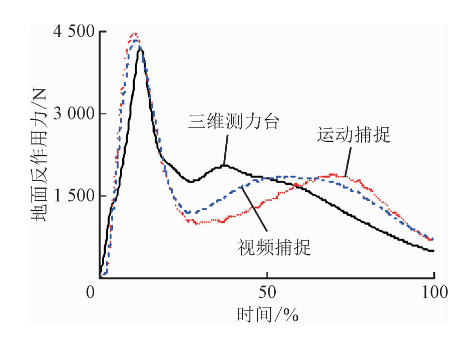


图 2 80 cm 高度自由落地的 GRF-时间曲线

Fig. 2 Comparison of the GRF-time curves of the drop landing from a height of 80 cm

实验测量与模型仿真 GRF 的 CMC 误差见表 2。由表 2 可知,基于运动捕捉的模型仿真获得的 GRF 峰值最大误差为 3.8%,运动学和动力学联合区间为 0.92 ~ 0.97。

表 2　实验测量与模型仿真的动力学 CMC 误差表

Tab. 2　Comparison of kinetics between measure and simulations

项目		40 cm 高度落地跳				80 cm 高度落地跳			
		CRF/N	GRF 误差/%	时间差/ms	CMC	CRF/N	GRF 误差/%	时间差/ms	CMC
实验	测力台	2 955	0	0	1	4 296	0	0	1
仿真	视频捕捉	2 950	0.2	0	0.96	4 326	0.7	6	0.97
	运动捕捉	2 958	0.1	3	0.94	4 458	3.8	6	0.92

后团一周落地，仿真加速度与实际运动表现非常接近（见图 3），到达峰值时间为 88 ms，仅比视频测量提前了 3 ms。

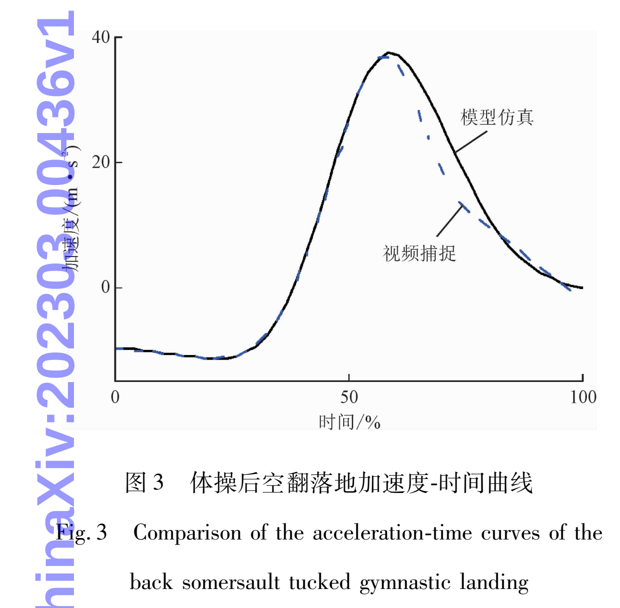


图 3　体操后空翻落地加速度-时间曲线

Fig. 3　Comparison of the acceleration-time curves of the back somersault tucked gymnastic landing

双边分析显示，尽管双侧下肢髋、膝关节角度-时间呈现高度对称性（图 4），两侧下肢动力学参数却不同，左右侧峰值负荷率分别为 28.7 N/ms 和 27.8 N/ms。截取落地冲击（T1）和缓冲（T2）两个阶段，T1 定义为足尖触垫到 GRF 到达峰值，T2 定义为 GRF 从第一次峰值降低到第一次最小值，两侧水平 GRF 峰值差异较大（图 5）。

后团落地，踝关节吸收了绝大多数冲击能量，左右踝关节肌肉功率分别为 168 W/kg 和 101 W/kg，抵抗冲击过程中，踝关节肌群做功最多（约 58 %），膝为 21 %，踝为 21 %，下肢关节伸肌力矩最大值出现在左膝（图 6），两侧膝、踝关节力矩也出现明显的不对称（图 6、图 7）。

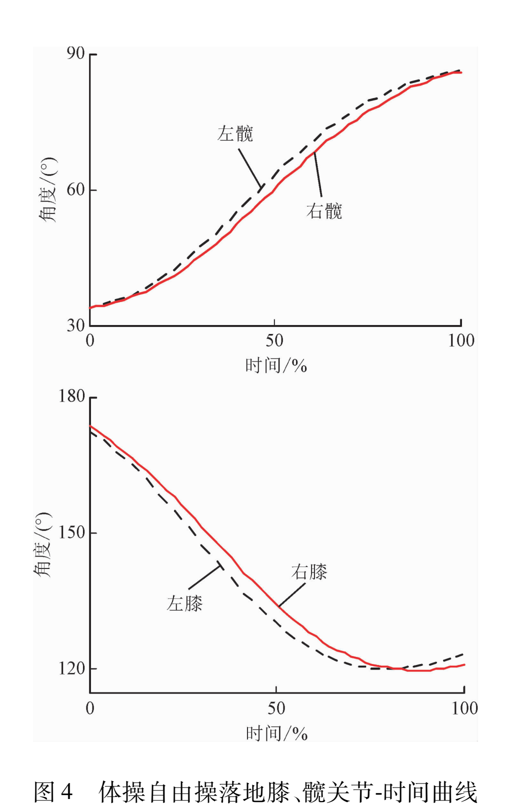


图 4　体操自由操落地膝、髋关节-时间曲线

Fig. 4　Angle-time history of knee and hip joints during a gymnastic floor landing of back somersault tucked

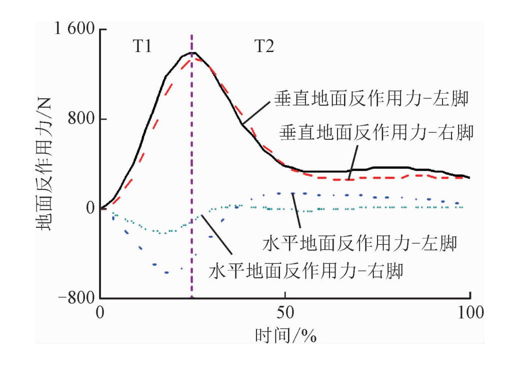


图 5　体操自由操落地双侧下肢水平和垂直 GRF-时间曲线

Fig. 5　Horizontal and vertical GRFs for the left and right feet during the back somersault tucked gymnastic landing

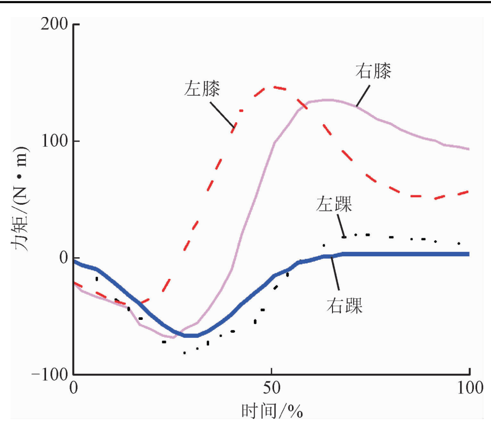


图 6 体操自由操落地矢状面膝踝关节力矩-时间曲线

Fig. 6 Joint torques of knee and ankle in sagittal plane during a gymnastic floor landing of back somersault tucked

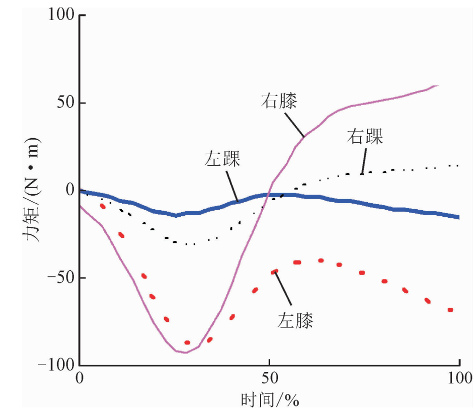


图 7 体操自由操落地冠状面膝踝关节力矩-时间曲线

Fig. 7 Joint torques of knee and ankle in frontal plane during a gymnastic floor landing of back somersault tucked

3 讨 论

研究结果表明,所创建的三维多刚体模型能够重现落地动作,可用于分析不同类型的落地,尤其是高难度的体操自由操落地。本研究最重要的发现是尽管体操运动员采用双脚同时落地方式,两侧下肢动力学参数呈现不对称性,GRF、关节力矩的双边不对称性,是下肢潜在损伤的重要因素。

3.1 模型验证

能否重现实际运动表现和测量数据[22-23]是模型有效性的重要标志。单一的评价方式不足以完全评价模型精度,可能会导致模型重现人体运动时某些参数偏离,综合运动学和动力学联合评价[24],精度相对更好。本研究采用实验测量自由落地和体操自由操后团落地动作的运动学和动力学参数分别用来验证模型。创建的 19 环节多刚体模型计算的自由落地的 GRF 和测量的 GRF 具有较好的一致性,最差的拟合曲线的 CMC 值(表 1)也优于文献[25]。尽管在缓冲阶段曲线有一定的误差(图 1 和图 2),或许与落地垫的黏弹性有关系,所创建的刚体模型和落地垫碰撞后能量吸收低于真实人体和落地垫的碰撞,真实人体运动,下肢肌肉、软组织在碰撞过程中也会起到缓冲作用。特别是曲线的前半部分,模型仿真的 GRF 和实验测量重合性较好。提示,创建的 19 环节三维多刚体模型可以较好地重现自由落地动作,并准确结算 GRF。

体操比赛规则的限制使得体操落地很难使用测力台进行实验测量。根据牛顿定律,GRF-时间可以转化为加速度-时间,加速度-时间和到达峰值时间差[22,26]用来评估模型。本研究中,仿真模型和 Video 测量的到达加速度峰值时间差为 3 ms(图 3),文献报道的前脚掌落地模型仿真时间差为 2.5 ms,震动缓冲落地时间差为 5 ms[27],肌肉软组织的震动缓冲,会使关节力矩过度产生时间延迟。对比文献报道的 5% ~7%[13],19 环节三维多刚体模型重新运动表现相对比较精确,更重要的是,相对多数运动方式,体操运动更复杂,Video 视频捕捉不会干扰体操运动员的动作。提示,创建的 19 环节三维多刚体模型可以较好重现后空翻落地。上述分析支持了本研究的假设,所创建的模型可重现实际落地动作并计算 GRF。

此外,除了使用测力台数据验证模型有效性外,还对比了 Video 和 Motion 对模型仿真精度。Motion 运动捕捉,利用 marker,需要用胶带或其他固定方式附着在皮肤表面,人体剧烈运动可能会造成marker 位置移动,体操落地高速动作也会增加 marker 移动的可能性,marker 会干扰运动员高难度动作。尽管 Video 分析比较费时,相对更容易无干扰的获得真实人体运动。本研究中,Video 模型仿真 GRF 的 CMC 和 Motion 结果比较接近(表 2),由于 Motion 更适用于实验室研究,在体操比赛中无法使用,因此 Video 的适用范围更广,可用于体操训练和比赛的运动学采集,为模型仿真提供输入。

3.2 生物力学分析

模型仿真是调查人体运动的有效方法[10,28],仅少数研究调查了体操落地的 GRF[3,16,18-19]。模型越复杂,算法越复杂,重现难度越大,高难度空翻动作容易被简化模型重现[15],此外,二维模型多分析垂

直 GRF[13],简化为单侧,三维模型可以有效评估矢状面和冠状面负荷。体操落地,足和落地垫接触的冲击力迅速传递到踝、膝关节,是造成下肢损伤的主要原因。分析关节、肌肉的内部负荷有助于发现潜在损伤因素。不少研究报道了落地的外部负荷(GRF 和负荷率)[29],体操落地的内部负荷,如关节力、关节力矩[3,16-19,27]则相对较少。不同于跑、跳的落地,体操空中动作难度较大,腾空高度高,运动速度较快,体操落地到达垂直 GRF 峰值时间相对较快[3],且水平 GRF 也相对较大(图 5),这与体操运动员日常训练的硬落地方式有关,说明体操运动员在落地时不仅需要抵抗垂直冲击力,还需要抵抗足和黏弹性的落地垫接触产生的侧向冲击力,从而体操运动员在落地垫上保持平衡难度更大。

后团落地,躯干加速向前,膝关节的屈曲力矩较大(图 6、图 7),降低了膝关节和踝关节的速度[16]。在体生物力学模型[23,28]分析中确定了与受伤风险有关的因素的矢状面负荷。本研究中,膝关节的外展力矩大于踝关节的外展力矩,不同于双腿跳落地[30]。矢状面,髋、膝关节在抵抗冲击载荷方面起着主要作用。有研究表明,经常性的动态拉伸训练并采用髋缓冲策略可以有效降低膝关节负荷,比如前交叉韧带损伤风险,并增加关节的能量吸收能力,从而减少关节应力[31]。踝关节跖屈肌提供了最大的能量吸收,平均占总肌肉做功的 58 %,其次是膝关节(21 %)和髋关节(21 %),这与 59 cm 高度落地是不同的(髋部 22 %,膝部 34 %,踝部 44 %)[32]。国际体操联合会规则所允许的更大的踝关节运动范围,踝关节刚性抵抗巨大的冲击力,踝部肌肉在落地时吸收了更多的冲击能量,会引发踝组织内部的交互作用,诱发损伤风险[33]。由于踝关节的肌肉比髋关节和膝关节的肌肉要小,所以吸收冲击能量的机械优势相对更小。因此,对比髋、膝关节,体操运动员的踝关节受伤风险更高,可以考虑日常非技巧性训练加强一下踝关节相关的平衡能力训练,提高踝趾屈和背伸模式下的肌肉力觉和位置觉[34]。

很多双脚起跳、落地动作,两侧下肢运动学表现没有明显差异。绝大多数仿真模型,在调查双脚对称起跳、落地动作,往往把两侧等同,进行单边分析,这样的设计缺乏实验证据[35]。双边分析需要研究者更多的关注[35],仅有少数研究报道了无初速度自由落地过程中踝趾屈和膝屈曲的不对称性[36]。本研究中,高难度的体操空翻动作落地,尽管采用同时触垫技术动作,两侧髋、膝关节角度-时间曲线(图 4)基本一致,但两侧下肢的动力学特征(水平 GRF、关节力矩)不相同(图 5 ~ 图 7)。究其原因,落地时不对称的水平 GRF 是主要因素[35],力的大小和方向不同,结合关节角度、时间,计算得到关节力矩也就不同。此外,运动员的优势腿和非优势腿(关节角度接近的情况下,优势腿往往采用更快的速度,从而承受更大的作用力和冠状面内外翻角度[35])、双侧下肢肌肉力量的不平衡[37]、落地垫的弹性等因素的存在,也可能导致落地过程中耗散冲击力存在差异。

此外,右膝关节外展力矩相对较大,这也是单边分析的二维模型无法发现的问题,对比二维平面模型,三维模型不仅可以重现人体三维运动,还可以计算双侧负荷和多平面分析。因此,通过模型仿真体操自由操后团动作,采用双边分析,可以计算两侧下肢的生物力学尤其是动力学特征,负荷的不对称性是下肢损伤的重要因素[20,38]。本研究的结果支持了假设:自由体操落地两侧下肢动力学参数不对称。从预防临床损伤的视角,可以为运动医学专家评价体操运动员落地损伤机制提供新思路,也建议体操运动员需要加强下肢肌肉力量、平衡能力和拉伸训练,提高两侧肌肉力量对称性,有助于提高落地稳定性,从而降低落地损伤风险。

同时,本研究也有一定的局限性,为提高模型仿真精度,采用全身 19 环节模型,增加了模型复杂性,寻找更优性价比的模型重现体操运动表现,还需要继续探索。相对于柔性体模型,本模型为刚体模型,还需要进一步改进,增加肌肉、韧带等软组织约束,并引入人体边界阈值等条件,分析肌肉受力特征从而相对准确的评估下肢骨骼、肌肉、软组织等损伤机制。

4 结束语

所创建的 19 环节三维多刚体模型可重现体操自由操后团运动表现,可用于计算地面反作用力,分析外部条件改变后体操落地负荷和风险,也可用于其他无法直接测量动力学参数的落地分析。更重要的是,双边分析获得了体操运动员真实训练和比赛状态下的两侧下肢不对称的负荷,有助于深入理解体操落地下肢损伤的生物力学机制。

参考文献

[1] BRADSHAW E J, HUME P A. Biomechanical approaches to iden-

tify and quantify injury mechanisms and risk factors in women's artistic gymnastics[J]. Sports biomechanics,2012,11(3):324-341.

[2] 吴成亮,郝卫亚,肖晓飞,等. 体操运动员踝关节损伤的流行病学研究进展[J]. 中国运动医学杂志,2019,38(5):412-417. (WU Chengliang,HAO Weiya,XIAO Xiaofei,et al. The research on ankle injuries in gymnasts[J]. Chinese journal of sports medicine,2019,38(5):412-417(in Chinese)).

[3] XIAO X,HAO W,LI X,et al. The influence of landing mat composition on ankle injury risk during a gymnastic landing: A biomechanical quantification[J]. Acta of bioengineering and biomechanics,2017,19(1):105-113.

[4] CHRISTOFORIDOU A,PATIKSS D A,BASSA E,et al. Landing from different heights: Biomechanical and neuromuscular strategies in trained gymnasts and untrained prepubescent girls[J]. Journal of electromyography & kinesiology,2017,32:1-8.

[5] SCARBOROUGH D M,LINDERMAN S E,COHEN V A,et al. Neuromuscular control of vertical jumps in female adolescents[J]. Sports health,2019,11(4):343-349.

[6] ABDOLLAHIPOUR R,WULF G,PSOTTA R,et al. Performance of gymnastics skill benefits from an external focus of attention[J]. Journal of sports sciences,2015,33(17):1807-1813.

[7] OH Y K,LIPPS D B,ASHTON M,et al. What strains the anterior cruciate ligament during a pivot landing? [J]. The American journal of sports medicine,2012,40:574-583.

[8] WEINHANDL J T,EARL-BOEHM J E,EBERSOLE K T,et al. Anticipatory effects on anterior cruciate ligament loading during sidestep cutting[J]. Clinical biomechanics,2013,28:655-663.

[9] YU L,MEI Q C,MOHAMAD N I,et al. An exploratory investigation of patellofemoral joint loadings during directional lunges in badminton[J]. Computers in biology and medicine,2021,132:104302.

[10] SAKATA J,TAMAKI T,KISHINO A,et al. Risk factors of throwing elbow injuries during pitching analyzed by simulation using human musculoskeletal model in youth baseball pitcher[J]. Journal of shoulder and elbow surgery,2021,30(6):1309-1315.

[11] TODERITA D,HENSON D,KLEMT C,et al. An anatomical atlas-based scaling study for quantifying muscle and hip joint contact forces in above and through-knee amputees using validated musculoskeletal modelling[J]. IEEE transactions on biomedical engineering,2021,68(11):3447-3456.

[12] KODOWSKI A,RANTALAINEN T,MIKKOLA A,et al. Flexible multibody approach in forward dynamic simulation of locomotive strains in human skeleton with flexible lower body bones[J]. Multibody system dynamics,2011,25(4):395-409.

[13] ALLEN S J,KING M A,YEADON M R. Models incorporating pin joints are suitable for simulating performance but unsuitable for simulating internal loading[J]. Journal of biomechanics,2012,45(8):1430-1436.

[14] HUYNH K,GIBSON I,JAGDISH B,et al. Development and validation of a discretised multi-body spine model in LifeMOD for biodynamic behaviour simulation[J]. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering,2015,18(2):175-184.

[15] YEADON M R,HILEY M J. Twist limits for late twisting double somersaults on trampoline[J]. Journal of biomechanics,2017,58:174-178.

[16] 肖晓飞,郝卫亚. 自由体操直体后空翻转体1080°接直体后空翻转体540°落地生物力学分析[J]. 成都体育学院学报,2017,43(6):109-114. (XIAO Xiaofei,HAO Weiya. A biomechanical analysis of back Somersault with 3 twists and 3/2 twists to landing in floor exercise[J]. Journal of Chendu Sport University,2017,43(6):109-114(in Chinese)).

[17] 肖晓飞,郝卫亚. 自由体操落地致膝损伤的生物力学因素分析[J]. 中国运动医学杂志,2019,38(3):169-175. (XIAO Xiaofei,HAO Weiya. A biomechanical factor analysis of knee injury of gymnasts during landing in floor exercise[J]. Chinese journal of sports medicine,2019,38(3):169-175(in Chinese)).

[18] WU C,HAO W,HE W,et al. Biomechanical and neuromuscular strategies on backward somersault landing in artistic gymnastics: A case study[J]. Mathematical biosciences and engineering,2019,16(5):5862-5876.

[19] WU C,HAO W,MEI Q,et al. Strategies of elite Chinese gymnasts in coping with landing impact from backward somersault[J]. Peer journal,2019,7:7914.

[20] MORISHIGE Y,HARATO K,KOBAYAHSI S,et al. Difference in leg asymmetry between female collegiate athletes and recreational athletes during drop vertical jump[J]. Journal of orthopaedic surgery and research,2019,14(1):424-429.

[21] 吴成亮,郝卫亚. 体操后空翻类落地动作的下肢关节负荷及其控制特征[J]. 中国运动医学杂志,2021,40(6):438-449. (WU Chengliang,HAO Weiya. Research on lower-limb joint loading and motor control strategies on backward somersault landings in gymnastics[J]. Chinese journal of sports medicine,2021,40(6):438-449(in Chinese)).

[22] LUND M E,DE-ZEE M,ANDERSEN M S,et al. On validation of multibody musculoskeletal models[J]. Proceedings of the institution of mechanical engineers,Part H: Journal of engineering in medicine,2012,226(2):82-94.

[23] YU R,YANG Z,WITCHALLS J,et al. Kinesiology tape length and ankle inversion proprioception at step-down landing in individuals with chronic ankle instability[J]. Journal of science and medicine in sport,2021,11:894-899.

[24] 王旸,牛文鑫,何艳等. 面向逆向动力学仿真驱动和验证的半蹲式跳伞着陆实验研究[J]. 医用生物力学,2010,25(4):257-261,272. (WANG Yang,NIU Wenxin,HE Yan,et al. Experimental study on the half-squat parachute landing for driving and validating the inverse dynamic simulation[J]. Journal of medical biomechanics,2010,25(4):257-261,272(in Chinese)).

[25] HELMS G,BEHRENS B A,STOLORZ M,et al. Multi-body simulation of a canine hind limb: Model development,experimental validation and calculation of ground reaction forces[J]. Biomedical engineering online,2009,8(1):36-44.

[26] HILEY M J,YEADON M R. Investigating optimal technique in a

noisy environment: Application to the upstart on uneven bars[J]. Human movement science, 2013, 32(1): 181-191.

[27] GITTOES M, KERWIN D, BREWIN M. Sensitivity of loading to the timing of joint kinematic strategies in simulated forefoot impact landings[J]. Journal of applied biomechanics, 2009, 25(3): 229-237.

[28] WU X, PEI B, WANG W, et al. Finite element analysis of a novel approach for knee and ankle protection during landing[J]. Applied sciences, 2021, 11(4): 1912-1923.

[29] MCNITT-GRAY J L, YOKOI T, MILLWARD C. Landing strategies used by gymnasts on different surfaces[J]. Journal of applied biomechanics, 1994, 10(3): 237-252.

[30] NORCROSS M, LEWEK M, PADUA D, et al. Lower extremity energy absorption and biomechanics during landing (part Ⅱ): Frontal-plane energy analyses and interplanar relationships[J]. Journal of athletic training, 2013, 48(6): 757-763.

[31] 井兰香,杨广辉. 两种拉伸对落地缓冲期下肢动力学及吸能模式的影响[J]. 应用力学学报, 2021, 38(6): 2432-2440. (JING Lanxiang, YANG Guanghui. Effects of two kinds of stretch training on lower limb kinetics and energy absorption pattern during cushioning period[J]. Chinese journal of applied mechanics, 2021, 38(6): 2432-2440 (in Chinese)).

[32] DEVITA P, SKELLY W A. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity[J]. Medicine and science in sports and exercise, 1992, 24(1): 108-115.

[33] 常桐博,李岩,牛文鑫,等. 不同触地模式慢跑的足踝有限元分析[J]. 上海体育学院学报, 2020. 44(12): 53-59. (CHANG Tongbo, LI Yan, NIU Wenxin, et al. Finite element analysis of ankle-foot complex during different strike patterns of jogging[J]. Journal of Shanghai University of Sport, 2020, 44(12): 53-59 (in Chinese)).

[34] 付光亮,孟庆华,鲍春雨. 功能性踝关节不稳者本体感觉力学差异及平衡训练干预效果[J]. 应用力学学报, 2021, 38(6): 2426-2431. (FU Guangliang, MENG Qinghua, BAO Chunyu. Differences in proprioceptive mechanics and the intervention effect of balance training in functional ankle arthropods[J]. Chinese journal of applied mechanics, 2021, 38(6): 2426-2431 (in Chinese)).

[35] 牛文鑫,樊瑜波,王旸,等. 半蹲式跳伞着陆运动生物力学双侧下肢对称性研究[J]. 医用生物力学, 2009, 24(增刊1): 138. (NIU Wenxin, WANG Yang, FAN Yubo, et al. An experimental study of the biomechanical symmetry of lower limbs on the half-squat parachute landing[J]. Journal of medical biomechanics, 2009, 24(S1): 138 (in Chinese)).

[36] HARRY J R, FREEDMAN S J, MERCER J A, et al. Comparison of pre-contact joint kinematics and vertical impulse between vertical jump landings and step-off landings from equal heights[J]. Human movement science, 2017, 56: 88-97.

[37] PALMIERI-SMITH R M, LEPLEY L K. Quadriceps strength asymmetry after anterior cruciate ligament reconstruction alters knee joint biomechanics and functional performance at time of return to activity[J]. American journal of sports medicine, 2015, 43(7): 1662-1669.

[38] MYER G D, LLOYD R S. A prospective investigation to evaluate risk factors for lower extremity injury risk in male youth soccer players[J]. Scandinavian journal of medicine & science in sports, 2018, 28(3): 1244-1251.

(编辑　李坤璐)